

PET/CT

基本原理与技术

主 编

杨 昆 薛林雁

副主编

刘 爽 刘 琨

编 委

(按姓氏笔画排序)

尹 康 刘 爽 刘 琨 张小可

陆张裕 杨 昆 薛林雁



上海交通大学出版社
SHANGHAI JIAO TONG UNIVERSITY PRESS

21 世纪以来,分子影像学取得了前所未有的快速发展。PET/CT 作为解剖和功能成像的融合体,实现了 PET 图像和 CT 图像的同机融合,且融合的精度较高,弥补了 CT 定性困难和 PET 定位不精确的缺陷,具有极高的诊断性能和临床应用价值。随着人们生活水平和健康意识的不断提升,PET/CT 在临床中的应用越来越广泛。但是这种技术和仪器还不被人们了解,如何深入浅出地介绍 PET/CT 的基本原理和技术,进一步指导科学合理地使用 PET/CT 为健康服务,同时促进核医学分子影像学的快速发展,已成为摆在医学、科研和教育工作者面前亟待解决的问题。

生物医学工程是在 20 世纪中叶发展起来的一门新兴交叉学科,它将工程技术和生物医学技术相结合,以工程技术探索生命的科学问题并应用于疾病诊断和治疗。PET/CT 是基于医学科学、计算机科学与技术、测控技术与仪器等学科的交叉技术,目前国内关于 PET/CT 的高等教育教学类教材比较稀缺,已有的教材大多偏重于介绍 PET/CT 在临床肿瘤诊断上的应用,但鲜有着重介绍 PET/CT 基本原理与技术的教材,特别是适用于生物医学工程、测控技术与仪器等工程类专业使用的高等教育教材。由此,本书在总结编者在生物医学工程领域多年的教学和研发经验,参考国内外相关教材的内容体系,听取并采纳相关专家意见的基础上,确定以 PET/CT 技术和原理为主线。

本书由杨昆副教授制定编写计划和内容体系,薛林雁,刘爽,刘琨等负责编

写,最后由杨昆副教授定稿。本书不仅适合核医学与放射医学以及涉及 PET/CT 技术的广大医务工作者快速入门,也可作为本、专科生和研究生开设专业课程的参考书。

几位作者参与了国产 PET/CT 的研发和质量控制,积累了一定的技术经验,但由于初次尝试编写教材,经验尚浅,书中存在的疏漏和不足之处,敬请各位读者批评指正。

编 者

第 1 章	PET/CT 概论	1
1.1	PET/CT 概述	1
1.2	PET/CT 的基本原理	3
1.3	PET/CT 的临床应用	6
第 2 章	CT 基本原理与技术	9
2.1	CT 基本成像原理	9
2.2	CT 结构与类型	34
2.3	CT 的发展趋势	37
第 3 章	PET 基本原理与技术	39
3.1	PET 基本成像原理	39
3.2	PET 结构与类型	49
3.3	PET 的数据采集	56
3.4	PET 影像重建	60
3.5	PET 数据校正	70
第 4 章	PET/CT 的结构与功能显像	79
4.1	PET/CT 的总体结构与工作原理	79
4.2	PET/CT 的类型	85
4.3	PET/CT 的性能指标	91
第 5 章	正电子放射性药物	98
5.1	正电子放射性药物的生产	98
5.2	正电子放射性药物	112

5.3 正电子放射性药物的质量控制	123
第6章 PET/CT 图像分析与结果判断	128
6.1 PET 和 PET/CT 图像特点	128
6.2 PET 图像分析	130
6.3 CT 图像分析	141
6.4 PET/CT 融合图像分析	143
6.5 PET/CT 的结果判断	146
第7章 PET/CT 的质量控制和质量保证	149
7.1 PET 质量控制和质量保证	151
7.2 CT 质量控制和质量保证	157
7.3 PET/CT 质量控制和质量保证	160
第8章 PET/CT 的临床应用	164
8.1 PET/CT 在肿瘤疾病中的应用	165
8.2 PET/CT 在脑与中枢神经疾病中的应用	171
8.3 PET/CT 在心脏疾病中的应用	176
第9章 PET/CT 中心的建立与管理	181
9.1 PET/CT 中心的组建	181
9.2 PET/CT 引进与验收	186
9.3 PET/CT 中心的管理	192
第10章 PET/CT 的防护及相关法规	196
10.1 电磁辐射和电离辐射	196
10.2 放射防护的基本原则	199
10.3 PET/CT 工作中的防护	202
10.4 正电子类放射性药品的管理法规	204
附录 医疗机构制备正电子类放射性药品质量管理规范	205
参考文献	211

第 1 章 PET/CT 概论

1.1 PET/CT 概述

1985 年德国物理学家伦琴(Röntgen)发现了 X 射线,并为他夫人的手拍摄了人类史上的第一张 X 光片。X 射线很快被用于医学诊断,形成了放射诊断学(diagnostic radiology)。1896 年法国物理学家贝克勒尔发现了铀元素的天然放射性,由此,人类首次认识了放射性核素(radionuclide),为开创核医学奠定了基础。1934 年法国科学家约里奥·居里(Frederic Joliot)夫妇发现了人工放射性,此后大量人工放射性核素制造成功,进而促进了核医学成像技术的快速发展。随着射线和放射性核显像技术(radionuclide imaging)在临床医学上的广泛使用,20 世纪 60 年代以后相继出现了各种先进的医学成像技术,如超声成像(ultrasonography, US)、X 线计算机断层显像(x-ray computed tomography, CT)、磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)、单光子发射体断层显像(single photon emission computed tomography, SPECT)、PET (positron emission tomography, 正电子发射体断层显像)等,从而形成了医学影像诊断学。然而,单纯从形态学上进行疾病诊断渐渐不能满足临床的要求,因此出现了一种全新的医学影像模式——多模态(multimodality)影像模式。这种多模式的医学图像根据不同的成像原理可分为解剖结构成像和功能代谢成像,通过两种或多种成像技术的信息采集,可获取互补的综合医学图像信息,在很大程度上提高了诊断和治疗的精确性和有效性。1998 年第一台 PET/CT 在美国匹兹堡大学诞生,利用共用的一套扫描床和控制台系统,PET/CT 能获得精确配准的功能(PET)图像和解剖(CT)图像,现在 PET/CT 在疾病早期检测和定性诊断中的价值已得到公认。21 世纪初出现了第一台商用的 PET/CT 复合成像设备,是核医学影像又一次里程碑式的突破。近年来 PET/CT 成像技术研究和应用都得到飞速的发展。PET/CT 现已成为诊断和指导治疗肿瘤、冠心病和脑部疾病这三大威胁人类生命的最佳手段。

PET/CT 的中文全称是正电子发射体断层显像/X 线计算机断层显像,其高灵敏的特性可以观察到清晰的解剖结构和分子水平的功能改变,通过一次非侵入性的扫描,即可观察到体内器官以及活体组织的完整的细节,因此,PET/CT 在疾病早期检测和定性诊断中的价值已得到公认。

解剖结构成像获取的图像信息可为临床提供患者生理形态的内部解剖结构信息,一般具有较高的图像分辨率(1 mm 以下),但缺乏功能代谢信息,不能诊断出组织的早期病变和细微病变。解剖结构成像包括 X 射线、CT、MRI、超声等。功能代谢成像采集的图像信息可为临床提供患者的新陈代谢功能信息,并对生化过程进行准确的定量分析,在临床上特别适用于病灶尚未出现形态学改变前的早期诊断,但缺乏精确的解剖信息,并且一般具有较低的分辨率(4~5 mm 左右),功能代谢成像包括 PET、SPET、fMRI 等。

PET/CT 是 PET 和 CT 两种设备的同机融合,整台设备为一体化,使用同一个检查床和同一个图像处理工作站。一次 PET/CT 扫描如图 1-1 所示。通过一次 PET/CT 扫描可以同时获得 PET、CT、以及 PET/CT 融合三种图像,实现了 PET 和 CT 的优势互补。获得的 CT 图像不仅提供解剖学信息,还用于 PET 图像的衰减校正,取代了原来通过旋转 ^{68}Ge 棒源的 PET 投射扫描进行衰减校正的复杂过程。图 1-2 为一次 PET/CT 全身扫描获得的三种图像,其中右图的融合图形精确定位了肿瘤的位置。

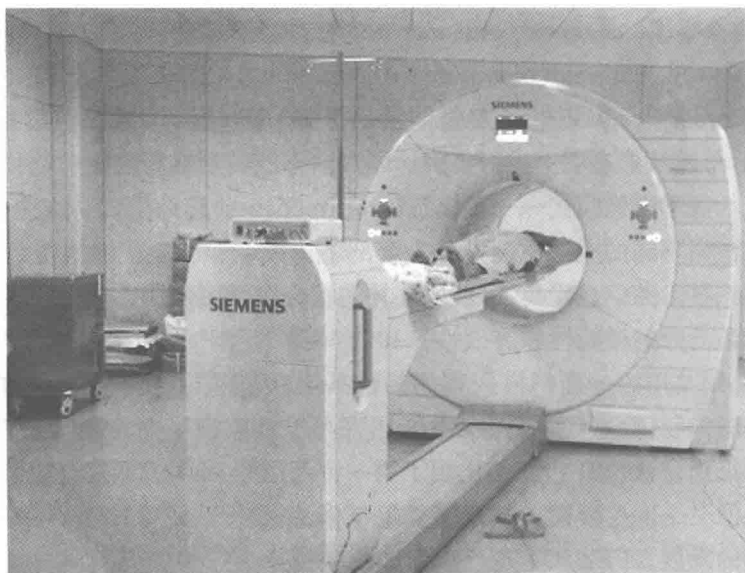


图 1-1 PET/CT 扫描

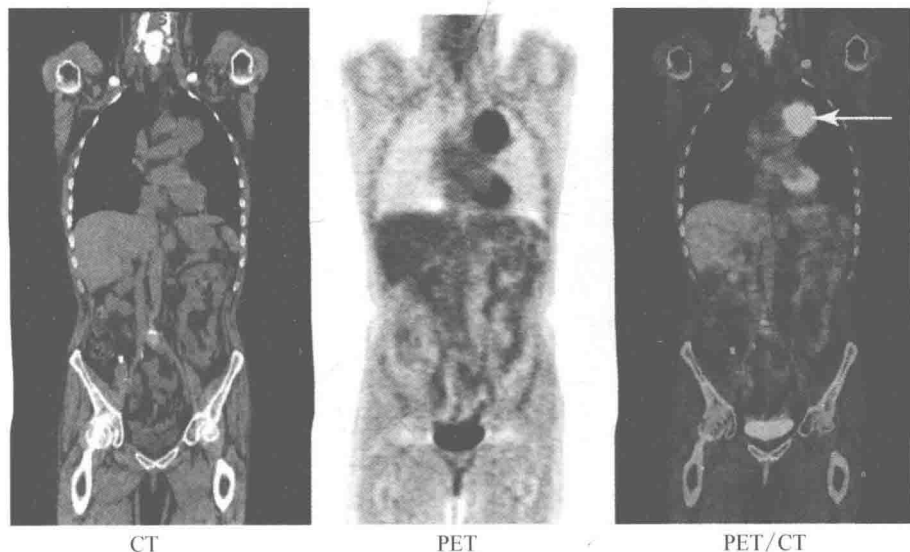


图 1-2 一次 PET/CT 全身扫描获得的 CT、PET 及其融合图像

PET/CT 不是 PET 和 CT 两者功能的简单叠加。与常规的 PET 相比, PET/CT 具有以下优势:

- (1) PET/CT 应用 CT 数据进行衰减校正,因此透射扫描采集的时间明显缩短,使病人的流通量增加。
- (2) 提高了病变的精确定位,帮助医师区分诊断部位的生理性摄取和病理性摄取,减少了 PET 假阳性与假阴性结果。
- (3) 诊断的准确性优于单纯的 PET 或 CT。
- (4) CT 的应用可避免¹⁸F-FDGA 摄取阴性肿瘤的漏检,如小肺癌、肾脏透明细胞癌、高分化肝癌和成骨性骨转移等。
- (5) PET/CT 引导下的放射治疗具有更好的精确性。

1.2 PET/CT 的基本原理

1.2.1 PET 的基本原理

PET 系统的主要部件包括机架、环形探测器、符合电路、检查床及工作站等。图 1-3 为 PET 的结构。

探测系统是整个正电子发射显像系统中的主要部分,其采用的块状探测结构有利于消除散射、提高计数率。许多块结构组成一个环,再由数十个环构成整

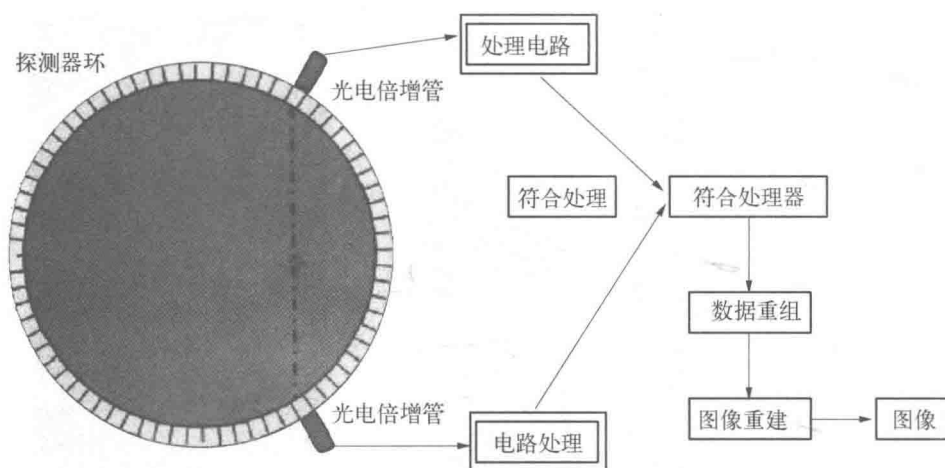


图 1-3 PET 的结构

个探测器。每个块结构由约为 36 个锗酸铋(BGO)晶体组成,晶体之后又带有 4 个光电倍增管(PMT)。BGO 晶体将高能光子转换为可见光,PMT 将光信号转换成电信号,电信号再被转换成时间脉冲信号,探头层间符合线路对每个探头信号的时间耦合性进行检验判定,排除其他来源射线的干扰,经运算给出正电子的位置,计算机采用散射、偶然符合信号校正及光子飞行时间计算等技术,完成图像重建。重建后的图像将 PET 的整体分辨率提高至 2 mm 左右。

PET 的显像过程为:将发射正电子的放射性核素(如碳、氟、氧和氮的同位素: ^{11}C 、 ^{18}F 、 ^{15}O 、 ^{13}N)标记到能够参与人体组织血流或代谢过程的化合物上,将标有带正电子化合物的放射性核素注射到受检者体内,让受检者在 PET 的有效视野范围内进行 PET。放射核素发射出的正电子在体内移动大约 1 mm 后与组织中的负电子结合发生湮灭辐射,产生两个能量相等(511 keV)、方向相反的 γ 光子。由于这两个光子在体内的路径不同,分别到达探测器的时间有一定差别,如果在规定时间内(0~15 μs)探头系统探测到两个互成 $180^\circ(\pm 0.25^\circ)$ 的光子时即为一个符合事件,探测器便分别送出 1 个时间脉冲,脉冲处理器将脉冲变为方波,符合电路对其进行数据分类后送入工作站进行图像重建,随即得到人体各部位横断面、冠状断面和矢状断面的影像。

PET 采用符合探测技术进行电子准直校正,极大减少了随机符合事件和本底,电子准直器具有非常高的灵敏度和分辨率。BGO 晶体的大小与灵敏度成正相关性。块状结构的 PET 探头能进行二维或三维采集。二维采集是在环与环之间隔置铅板或钨板,以减少散射对图像质量的影响。二维图像重建时只对临近

数个环(2~3个环)内的计数进行符合计算,其分辨率高,计数率低;三维数据采集取消了环与环之间的间隔,在所有环内进行符合计算,明显地提高了计数率,但散射严重,图像分辨率也较低,且数据重组时要进行大量的数据运算。两种采集方法的另一个重要区别是灵敏度不同,三维采集的灵敏度在视野中心为最高。

1.2.2 CT 的基本原理

一台典型 CT 系统由数据采集、机械扫描和计算机图像重建与分析系统组成。其中数据采集的主要部件有:射线源、准直器、探测器,如图 1-4 所示。源射线穿过样品,被探测、数据采集、整理和校正,然后传送给图像重建与分析系统处理,机械系统提供各种重建图像所需的运动。

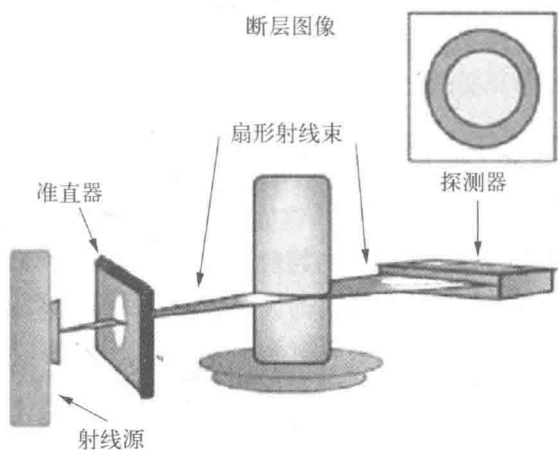


图 1-4 CT 数据采集系统构成

CT 的基本原理是图像重建,根据人体各种组织对 X 射线吸收不等这一特性,将人体某一选定层面分成许多立方体小块(也称体素),X 射线穿过体素后,测得的密度或灰度值称为像素。X 射线束穿过选定层面,探测器接收到沿 X 射线束方向排列的各体素吸收 X 射线后衰减值的总和为已知值,形成该总量的各体素 X 射线衰减值为未知值,当 X 射线发生源和探测器围绕人体做圆弧或圆周相对运动时,用迭代方法求出每一体素的 X 射线衰减值并进行图像重建,得到该层面不同密度组织的黑白影像。

螺旋 CT 突破了传统 CT 的设计,采用滑环技术,将电源电缆和一些信号线与固定机架内不同金属环相连运动的 X 射线管和探测器滑动电刷与金属环串联。球管和探测器不受电缆长度限制,沿人体长轴连续匀速旋转,扫描床同步匀

速递进,扫描轨迹呈螺旋状前进,可快速、不间断地完成容积扫描。多层螺旋 CT 的特点是探测器多层排列,是高速、高空间分辨率的最佳结合。多层螺旋 CT 能高速完成较大范围的容积扫描,图像质量好,成像速度快,具有很高的纵向分辨率和很好的时间分辨率,拓宽了 CT 的应用范围,患者接受的射线剂量明显减少,X 线球管的使用寿命明显延长,提高了低对比分辨率和空间分辨率,明显减少了噪声、伪影及硬化效应。同时,可根据不同层厚自动调节 X 射线锥形线束的宽度,经过准直的 X 射线束聚焦在相应数目的探测器上,探测器通过电子开关与 4 个数据采集系统(data acquisition system, DAS)相连。每个 DAS 能独立采集完成一套图像,按照 DAS 与探测器匹配方式不同,通过电子切换可以选择性地获得 1 层、2 层或 4 层图像,每层厚度可自由选择 0.5 mm,1.0 mm,1.25 mm 或 5 mm,10 mm。采集的数据既可做常规图像显示,也可在工作站进行后处理完成三维立体重建、多层面重建、器官表面重建等,并能实时显示。

1.3 PET/CT 的临床应用

作为目前核医学最先进的多功能符合探测成像设备,PET/CT 在临床诊断治疗中显示出重要的应用价值与突出的显像优势。目前用以显像的放射性核素碳(^{11}C)、氮(^{13}N)、氧(^{15}O)与氢的类似物氟 ^{18}F 都是组成人体生命的基本元素,其中以 ^{18}F -FDG 应用最为广泛,占 PET/CT 临床检查的 90%以上。随着放射性药物的开发利用,PET/CT 在临床上的应用范围越来越广,应用价值越来越高。

1.3.1 在肿瘤疾病中的应用

恶性肿瘤组织相比于人体正常组织,具有许多突出特点,如生长速度快、代谢非常旺盛,具有极高的糖酵解能力,以及蛋白质合成明显增加等,此外,肿瘤组织细胞表面的某些受体或抗体表达异常,对特异性物质的结合异常等。PET 就是利用肿瘤组织的这些特点进行诊断的。根据恶性肿瘤的这些病理生理特征作为示踪剂,临床上采用正电子核素标记葡萄糖、氨基酸、核苷酸等。在机体内,这些标记物将在病灶内聚集。这样,PET 显像就可以有效地显示肿瘤的分布发展情况,如肿瘤的形态、数量、大小及放射性分布等。因此,PET 显像已广泛地应用于肿瘤的定性和定位诊断、良恶性鉴别、分期恶性程度判断、疗效评价、转移灶的寻找以及复发的检测等。

PET/CT 可早期诊断出肿瘤疾病。PET/CT 能从分子水平上探测人体内

的生理或病理变化,可灵敏探测出疾病早期表现出来的代谢异常,通过精确的定性和定量分析,为临床诊断提供丰富的功能和代谢信息,CT可在解剖结构上精确定位PET发现的病灶,相比于单独的CT诊断,PET则可增加发现可疑病变的特异性,这就避免或减少了单独PET对阴性肿瘤或小病灶的漏诊。PET/CT可以在机体代谢出现异常时就显示出来,因此,可以有效观察肿瘤的发生发展,为病人赢取宝贵的治疗时间。

PET/CT可为肿瘤患者制定治疗方案。对肿瘤而言,CT检查的局限性较大,而PET/CT通过一次全身扫描就可以发现恶性肿瘤是否已经扩散。

PET/CT可对肿瘤放疗及介入进行精确定位。通过PET/CT检查可以清晰地显示肿瘤的精确位置和病灶大小,从而为医生提供肿瘤病灶代谢发展情况的详细信息,并据此及时调整治疗计划,针对肿瘤的生物靶区实施治疗。并且,通过采用不同的示踪药物和根据肿瘤的乏氧状态以及细胞的增殖状态表现出来的现象,可对患者实施强调性治疗起到指导作用,达到提高治疗效果的同时又降低治疗副作用的目的。

PET/CT可对肿瘤疗效进行评估,对肿瘤患者进行全身的监测。由于PET/CT显像属于全身显像,因此对治疗疗效的评估提供可靠的依据,包括手术肿瘤残留情况、肿瘤复发的鉴别、放射性肺炎和放疗化疗前后肿瘤病灶的变化等。

1.3.2 在大脑神经疾病中的应用

PET/CT能灵敏探测到功能性癫痫病灶,在发作期表现为高代谢性,或与周围正常脑组织相近似,发作间期表现为低代谢性。 ^{18}F -FDG对癫痫病灶的定位诊断的灵敏度与准确率都可达到90%。

阿尔茨海默病(Alzheimer's disease, AD)最突出的病理特征是由于淀粉样蛋白在大脑组织中的沉积,从而导致神经纤维缠结。由于迄今为止仍然没能找到治疗此病症的有效方法,因此,AD的早期诊断和早期干预,对预防及治疗这一疾病尤为重要。PET/CT利用独特的符合成像技术,通过葡萄糖代谢的显像剂 ^{18}F -FDG显示出AD病灶的分布及葡萄糖代谢情况,从而表征出AD病灶的形态及功能特征。PET/CT对AD的早期诊断和痴呆程度评价都具有很高的临床应用价值,还可跟踪患者经治疗后的发展情况,对AD患者治疗前后脑功能的改善情况进行有效评价。

除此之外,对于帕金森病(Parkinson's disease, PD),CT常无特征性改变,而 ^{18}F -FDG PET/CT则可见大脑皮层广泛代谢降低,尤以顶叶皮层最为明显。

1.3.3 在心血管疾病中的应用

$^{13}\text{N}-\text{NH}_3$ 是常用的、较为理想的心肌血流显像剂, $^{13}\text{N}-\text{NH}_3$ 心肌血流灌注显像可以反映心肌细胞的灌注状态以及反映心肌梗死后侧支循环建立的血流灌注状态,并提供心肌灌注和存活的直接信息。

利用 PET/CT 进行 $^{13}\text{N}-\text{NH}_3$ 心肌血流灌注显像可无创地检测出心肌血流灌注、定量测定冠脉的血流储备情况,并可提供冠脉解剖图像、冠脉钙化积分,可观测出粥样斑块的性质,对心肌存活性、心功能测定等方面都有突出的临床价值。由于同时提供了丰富的解剖和功能信息,PET/CT 的出现使得冠心病诊断的准确率得到了大幅度提高。CT 冠脉造影擅长于诊断主要血管近段及中段狭窄病变,而对于远端血管及分支血管效果较差,由于 PET 灌注显像不受狭窄位置的影响,可以有效弥补这一缺陷。另一方面,PET 只能显示最严重狭窄所支配的区域,这就限制了诊断多支血管冠心病的敏感性,而 CT 冠脉造影信息正好可以有效地弥补这一不足。

PET/CT 的融合还可有效指导冠心病患者的治疗。目前,冠心病的治疗主要包括药物治疗,外科冠脉旁路移植术以及经皮冠状动脉血管成形术。根据冠心病的发展情况,可确定选择哪种治疗方法,其判断的依据有很多,如斑块的性质,心脏血流动力学的变化情况,冠脉生理学变化,冠脉狭窄的特点,以及冠脉侧枝的血流量等。CT 造影对于影响心肌血流主要因素的冠脉阻力只能提供优先的信息,所以只能检查宫腔的狭窄程度。另外,CT 造影术中由于移动、钙化、金属物体会影响影像的质量,就无法准确评估冠脉的狭窄程度。只有将 PET 与 CT 相结合,才能获得更为全面的信息,从而定位罪犯血管。如果 PET 心肌灌注结果显示心肌缺血,那么,进行冠脉血管成形术或冠脉旁路移植术的效果会比较好;而对于 PET 灌注显像没有显示心肌缺血的患者,即使 CT 造影术显示广泛的冠脉粥样硬化,也暂时不需要介入或手术治疗,采取积极的药物治疗即可。

1.3.4 在健康体检中的应用

近年来,健康体检成了人们常规生活的一部分,并且对体检的水平有了更高的追求,已不满足于常规的疾病发展到一定阶段才能被发现的检查技术。尤其是对于恶性肿瘤来说,在病变早期往往无明显不适症状,致使大多数患者就诊时已发展到中晚期,使临床无法达到“早发现、早诊断、早治疗”的目的。PET/CT 能早期发现严重危害生命的肿瘤,使很多肿瘤患者因为早期诊断而治愈。

第2章 CT基本原理与技术

2.1 CT 基本成像原理

计算机断层成像(computed tomography, CT),又称“计算机断层扫描”“X射线断层成像”“X射线断层扫描”,是医学中一项常见的影像诊断技术。实际上超声成像(ultrasound)、核磁共振成像(nuclear magnetic resonance imaging, MRI)均属于计算机断层成像技术,只不过CT是最早问世的计算机断层扫描技术,所以一般情况下,CT均指X射线CT。

X-CT(X-Ray computed tomography, X线计算机断层成像,以下称为CT)是一项经数位几何处理,重建三维放射线医学影像的检测技术。“tomography”来自希腊词根“tomos”,具体含义是:通过对某一单层面成像而形成的X线摄影技术,这一层面成像只包含该层面内的内容,并消除了相邻层面的信息。这一精确定义突出了CT与普通放射的区别,即所有结构和组织是否被重叠在一起,是否成像出关注或者感兴趣的内容。与X线摄影相比,CT成像略显复杂,但实际原理相似,结构上的主要差异是CT中用探测器代替X线摄影感光胶片。CT利用精确准直的X线与灵敏度极高的探测器,共同围绕人体某一部位进行连续的断层截面扫描并依据特定算法完成图像重建,具有扫描时间快,图像清晰等特点。

2.1.1 人体对X射线的吸收

1. X射线

X射线由德国物理学家W. K. 伦琴于1895年发现,故又称伦琴射线。

X射线是由原子中的电子在能量相差悬殊的两个能级之间的跃迁而产生的粒子流,其波长很短,约 $0.01\sim 100\text{ \AA}$ ($1\text{ \AA}=10^{-10}\text{ m}$),介于紫外线和 γ 射线之间。

X射线具有很高的穿透能力,能透过许多对可见光不透明的物质,如墨纸、木料等。这种肉眼看不见的射线可以使很多固体材料发生可见的荧光,使照相底片感光以及空气电离等效应。因此,最初X射线应用于医学成像诊断和X射

线结晶学。

X 射线是对人体有危害的射线。X 射线照射生物体时,与机体细胞、组织、体液等物质相互作用,引起物质的原子或分子电离,因而可以直接破坏机体内某些大分子结构,如使蛋白分子链断裂、核糖核酸或脱氧核糖核酸断裂,破坏一些对物质代谢有重要意义的酶等,甚至直接损伤细胞结构。另外射线可以通过电离机体内广泛存在的水分子,形成一些自由基,通过这些自由基的间接作用损伤机体。因此,无论是医用 X 射线还是工业 X 射线,保障 X 线工作者和受检者及其后代的健康和安全,防止有害的非随机性效应,将随机效应发生率限制到可接受水平是医疗机构和相关企业义不容辞的责任。

近年来,由于 X 线设备的改进,X 线曝光量已显著减少,放射损害的可能性也越来越小。但是随着各种影像设备的大量出现,影像学的检查呈现普遍化和广泛化的趋势,一些单位存在着不当检查和过量检查的现象,因此我们仍不能掉以轻心,尤其应重视孕妇、儿童和长期接触射线的工作人员的健康。

2. 人体的 CT 值

CT 能够分辨人体组织密度的轻微差别,并采用相对 CT 值描述对象的 X 射线密度,即各组织相对于水对 X 射线的线性吸收系数实现对 CT 值的估量,单位为亨氏单位(Hounsfield unit, HU)。

为论述方便,Hounsfield 根据线性衰减系数将 CT 值划分为 2 000 个基本单位,其中水的 CT 值为 0,最上界骨的 CT 值为 +1 000,最下界空气的 CT 值为 -1 000。CT 值的计算方法如下:

$$CT = \frac{\mu - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}} \times 1\,000 \quad (2-1)$$

式中, μ 表示物质的 X 线衰减值, μ_{water} 表示水的 X 线衰减值。医用 CT 中,水吸收系数 $\mu = 0.192\,8\,\text{cm}^{-1}$, 因此根据上式计算得,水 $CT = 0\,\text{HU}$, 空气 $CT = -1\,000\,\text{HU}$, 脂肪、肌肉 CT 值范围为 $-100\,\text{HU} \sim 60\,\text{HU}$, 而皮质骨 CT 值范围为 $250\,\text{HU} \sim 1\,000\,\text{HU}$ 。

详细的正常人体组织、器官的 CT 值如表 2-1 所示。

表 2-1 正常人体组织的 CT 值

类 别	CT 值/HU
水	0 ± 10
脑脊液	$3 \sim 8$

(续表)

类 别	CT 值/HU
血 浆	3~14
水 肿	7~17
脑白质	25~32
脑灰质	30~40
血 液	13~32
血 块	64~84
肝 脏	50~70
脾 脏	50~65 或略低
胰 腺	45~55
肾 脏	40~50
肌 肉	40~80
胆 囊	10~30
脂 肪	-20~-80
钙 化	80~300
空 气	-200 HU 以上
骨 骼	+400 HU 以上

CT 值不是绝对不变的参数,不仅与人体内在因素如呼吸、血流等有关,而且与 X 线管电压、CT 装置、室内温度等因素有关,应定时校正,否则可能导致误诊。

2.1.2 CT 影像重建

1. 投影重建理论的提出

1917 年奥地利数学家 Radon 提出投影重建图像理论,奠定了 CT 影像重建的基础。他发表的论文证明了二维或三维的物体能够通过其投影图的无限集合唯一地表现出来。

在普通的 X 线片中,三维物体的信息是以二维形式叠加在胶片上,而 CT 获得的照片是物体的横断界面图像,构成该断面的图像矩阵是由预先确定了大小的正方体元素组成,生成的矩阵必须包含需要反映的目标。图像处理时将选定层面分成若干个体积相同的立方体,称为体素(voxel)。扫描所得数据经计算而获得每个体素的 X 线衰减系数,继而排列构成数字矩阵。数字矩阵中的每个数

字经数字/模拟转换器转为由黑到白不等灰度的小方块,称之为像素(pixel),并按原有矩阵顺序排列,构成CT图像。

Radon的观点解决了从函数的线性积分求解原函数的问题。由物体的一组横断界面的投影来重建原图像是一种独特的处理方法。20世纪70年代后期,随着医用CT扫描仪的发展,对于重建方法的探索逐渐成为社会研究热点,目的是综合考量运算复杂度、空间分辨率、时间分辨率、噪声、机动性和伪影的权重比例,在各要素可接受的情况下取得平衡。

2. 数字成像

目前X线成像技术可分为模拟成像和数字成像,CT是数字成像的典型代表,CT图像是由一定数目像素组成的数字灰阶图像,是重建的断层图像。可通过不同的数学方法算出每个体素X线吸收系数。

数字成像是将连续变化的模拟曲线按照一定间隔给予相应的具体数值,形成离散的而非连续的数字集。这些数字集以行和列的排列形式组成特定的数字矩阵,进而转化为可视图像的像素矩阵。最终重建图像中的每个像素,将根据数字矩阵中对应数值,以不同的灰阶表现出来。

X线胶片是接近连续且精细的过渡介质,与摄影中胶片相似,人眼无法分辨出明暗图像的任何等级。这种“连续且精密”的描述是相对于模拟成像而言的,与之对应的,“分立或离散采样”常用来描述数字成像。

与胶片模拟成像相比,数字成像优势颇为明显。首先,数字成像可随时进行高保真存储、传输和调阅;其次,数字成像方便进行图像后处理(改变对比度、灰阶和图像大小),计算距离、面积、体积,测量像素、关注区域的密度值,实现二维、三维甚至四维图像重建;再次,数字成像对软组织密度分辨力(density resolution)明显高于模拟成像,这样X线成像中不能显示的病灶结构得以显影,扩大了人体的检查范围,提高了病变检出率和诊断的准确率。

3. X射线的物理基础

当X线穿过物体时,存在三种衰减现象,分别是康普顿效应、光电吸收和相干散射。

康普顿效应:在CT所用的较高能量的X线中,康普顿散射起主导作用。在这种作用过程中,X光子通常与原子的外层电子碰撞,X光子一部分能量给予电子,电子带着动能弹出。X光子失去一些能量后,改变方向发生散射(波长增加)。如果这种散射线在成像过程中被记录到,那么便会减弱影响细节的可见度。为此,需要在病人和探测器之间放置窄的准直器挡住散射光子。对于经厚板滤过的X线束来说,在肌肉和其他组织中,几乎所有的相互作用都是康普顿